

The 27th Annual International Conference of Iranian Society of Mechanical Engineers-ISME2019
30 April- 2 May, 2019, Tehran, Iran.

ISME2019-1216

Reconstruction of a long head biceps using Bashti method; comparison between two different insertion techniques

Amir nourani¹, Mahdi Mohseni¹, Hossein Korani¹, Narges Ghias¹, Mahmoud Chizari²

¹ Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Iran

² School of Engineering and Computer Sciences, University of Hertfordshire, Hatfield, UK

Abstract

The Long Head Biceps (LHB) is one of the most vulnerable tendons in the human body, and its damage can cause problems for the patient, such as limitation of arms ability to motion, severe pain and reducing the strength of arm. The complete tear of the LHB may need a surgical treatment. Although, the existing surgical method can reattach the tear tendon but there are demands to improve the conventional LHB reconstruction methods. Bashti Bone Plug Technique (BBPT) is an implant-less surgical technique. The method can improve the quality of LHB surgical treatment. The purpose of this study is to investigate the effect of insertion techniques on biomechanical properties of the Bashti fixation method. The study uses bovine tendons and artificial Sawbones blocks with the density of 15 pcf correlated to the density of a young human radius bone. These specimens allocated into two groups with an equal number of samples. In the first group, the insertion process was performed using a manual hammer where the impacts' frequency was uncontrolled. In the second group, the samples were inserted using an automatic hammer with a constant and controlled frequency of 3600 beats per minute (BPM). All other conditions, including geometry of the samples, were the same for all specimens in both groups. After the sample

preparation, samples were tested under a pull-out test. All samples were subjected to a cyclical test followed by a single cycle load to failure test. The cyclical test performed using preconditioning to adjust the setup and a periodic load between 10 N and 70 N, for 100 cycles. The rate of loading was 500 mm per minutes. Immediately after completing the cyclical test, the samples loaded under a simple tensile loading with the same loading speed until a fixation failure. Considering the experimental outcome, for the first group, the average maximum tensile strength was 235 ± 39.4 N and the average stiffness was 9.25 ± 2.12 N/mm, while for the second group the average maximum tensile strength was 163 ± 54.5 N and the average stiffness was 8.46 ± 4.9 N/mm. The study firstly proven that Bashti reconstruction method is a suitable method to fix LHB. In addition, it was concluded that the insertion technique has a significant effect on the maximum tensile strength of the Bashti fixation method. Further study on effect of insertion frequency is ongoing.

Keywords: Bashti method, Biceps reconstruction, insertion frequency, cyclical loading, biomechanical properties, long head biceps

Please note this paper originally written in Farsi language. The full paper is attached.

بررسی تأثیر شرایط دینامیکی جا زدن بر استحکام ساختار تثبیت تاندون کتف به روش باشتی

امیر نورانی^۱، مهدی محسنی^۲، حسین کرانی^۳، نرگس غیاث^۴، محمود چیدری^۵

^۱تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، nourani@sharif.edu
^۲تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، m.mohseni2015@student.sharif.ir
^۳تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، h.korani1997@student.sharif.ir
^۴تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، narges.ghias1395@sharif.ir
^۵School of Engineering & Computer Science, University of Hertfordshire, Hatfield, UK

چکیده

پیش‌زمینه: روش‌های مرسوم برای ترمیم پارگی تاندون کتف و بازسازی اتصال آن به استخوان دارای مشکلات زیادی هستند. استفاده از روش باشتی می‌تواند بسیاری از این مشکلات را برطرف کند. **اهداف:** هدف این تحقیق بررسی اثر تغییر شرایط جا زدن بلوک استخوانی بر خواص مکانیکی این روش در بارگذاری متناوب دینامیکی و کششی برای تاندون کتف است. **روش‌ها:** به کمک تاندون دیجیتالی گاو و استخوان مصنوعی، تعداد ۱۰ نمونه آزمایشگاهی با دو حالت مختلف جا زدن بلوک استخوانی به کمک: گروه ۱- چکش دستی و گروه ۲- چکش خودکار با فرکانس ثابت ۳۶۰۰ ضربه در دقیقه آماده شدند. تمام نمونه‌ها در شرایط هندسی و فیزیکی کنترل شده‌ای تحت آزمایش بارگذاری دو مرحله‌ای دینامیکی با ۱۰۰ بار تناوب بین نیروهای کمینه و بیشینه مناسب و بلافاصله بارگذاری کششی تا حد واماندگی^۱ ساختار تثبیت یا پارگی تاندون قرار گرفتند. **نتایج:** تمام نمونه‌ها بارگذاری متناوب را بدون آسیب پشت‌سر گذاشتند. در مرحله‌ی بارگذاری کششی، در گروه ۱، یک نمونه دچار پارگی تاندون شد و در چهار نمونه دیگر تاندون و بلوک استخوانی از ساختار تثبیت به بیرون لغزید. در گروه ۲، دو نمونه دچار پارگی تاندون و سه نمونه دچار لغزش تاندون و بلوک استخوانی به بیرون از تثبیت شدند. برای گروه ۱ بیشینه نیروی کششی میانگین $9,25 \pm 2,12$ نیوتن بر میلی‌متر ثبت شد (سطح اطمینان ۹۵ درصد). برای گروه ۲ هم این مقادیر به ترتیب $163 \pm 54,5$ نیوتن و $8,46 \pm 4,9$ نیوتن بر میلی‌متر بدست آمد (سطح اطمینان ۹۵ درصد). **جمع‌بندی:** با توجه به این نتایج می‌توان گفت که شرایط جا زدن بلوک در روش باشتی تأثیر منفی بر استحکام تثبیت در مقابل بارگذاری متناوب ندارد و این روش در مقابل این نوع بارگذاری جواب می‌دهد ولی در مورد بارگذاری کششی به نظر می‌رسد که فرکانس جا زدن بر روی نتیجه اثرگذار است.

واژه‌های کلیدی: روش باشتی، بازسازی تاندون کتف، فرکانس جا زدن، بارگذاری دینامیکی و کششی، استحکام نهایی

مقدمه

آسیب دیدن تاندون کتف باعث کاهش قدرت دست، محدود شدن توانایی حرکتی آن و ایجاد دردهای شدیدی می‌شود. یکی از روش‌های برطرف کردن این مشکل، جدا کردن و استفاده از قسمت‌های سالم تاندون برای اتصال مجدد عضله بازو به استخوان بالای دست^۲ و کتف است که در این کار از روش‌های مختلفی برای تثبیت تاندون به استخوان استفاده می‌شود.

محققان برای دستیابی به روشی که مناسب‌ترین نتایج را داشته باشد تلاش بسیاری کرده‌اند و طبق نتایج تحقیقات انجام شده این روش‌ها عبارتند از: محکم بستن با نخ جراحی^۳، استفاده از پیچ تداخلی^۴ و دکمه‌ی استخوانی^۵. طی تحقیقاتی تمام این روش‌ها با هم مقایسه شدند و نتیجه این بود که استفاده از پیچ تداخلی برای تثبیت تاندون از لحاظ خواص مکانیکی مانند استحکام نهایی و سفتی نتایج بهتری را به همراه داشته است [۲، ۱]. البته مقالاتی هم منتشر شده‌اند که در آن‌ها ادعا شده است که روش پیچ تداخلی تفاوت چندانی با سایر روش‌ها ندارد و یا حتی روش دکمه‌ی غشایی استحکام نهایی بالاتری نسبت به بقیه‌ی روش‌ها از خود نشان داده است [۳]. هم-چنین اخیراً طی مطالعه‌ای روش محکم بستن با نخ جراحی توانسته است جایجایی بیشینه بیشتری قبل از رسیدن به واماندگی را نسبت به پیچ تداخلی در بارگذاری متناوب از خود نشان دهد [۴].

این روش‌ها از لحاظ‌های دیگری به غیر از خواص مکانیکی نیز با یکدیگر مقایسه شده‌اند. برای مثال طی تحقیقی از لحاظ عوارض جانبی بعد از عمل مشخص شده است که روش دکمه‌ی غشایی از روش‌های دیگر مثل استفاده از پیچ تداخلی بهتر است [۵].

محققان در تلاش‌اند تا بهینه‌ترین روش درمانی را از جهات مختلف شناسایی کنند. استفاده از پیچ تداخلی با این که به نظر می‌رسد از خیلی جهات بهترین روش تثبیت است ولی مشکلاتی دارد

² Long Head Biceps (LHB)

³ Humerus

⁴ Suture Anchor

⁵ Interference Screw

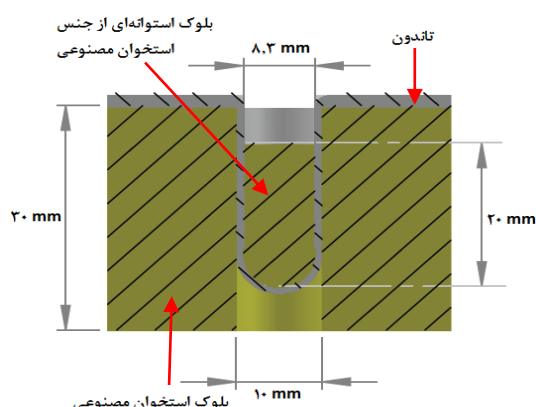
⁶ Cortical Button

تونل‌هایی به قطر ۱۰ میلی‌متر و بلوک‌هایی به شکل استوانه از جنس استخوان مصنوعی استفاده شده با طول ۲۰ میلی‌متر و قطر ۸,۳ میلی‌متر (که به وسیله‌ی مته گردبر از بلوک‌های استخوان مصنوعی بیرون آورده شده‌اند) آماده می‌شوند (شکل‌های ۲ و ۳).

بعد از آماده کردن این قطعات، باید تاندون و استوانه در داخل بلوک استخوان مصنوعی جا زده شوند. برای داخل کردن همزمان تاندون بریده شده با قطر مقطع مناسب و استوانه در سوراخی که قطری نزدیک به قطر استوانه دارد، ابتدا یک نخ بخیه به دور قسمت میانی تاندون بسته می‌شود و از یک طرف تاندون با کشیدن نخ بخیه به داخل سوراخ کشیده می‌شود و هم‌زمان از طرف دیگر هسته‌ی مرکزی ساختار تثبیت که همان استوانه است با چکش داخل سوراخ جا زده می‌شود (شکل ۴).



شکل ۱: قطر مقطع مورد نیاز تاندون اندازه شده برای استفاده به صورت تا شده اندازه‌گیری شده به وسیله‌ی کولیس دیجیتالی



شکل ۲: شمایک نمونه‌های آزمایشگاهی ساخته شده با بلوک‌های استخوان مصنوعی، تاندون دیجیتال و استوانه از جنس استخوان مصنوعی با سر فرم داده شده به شکل مخروط برای تسهیل فرایند جا زدن آن درون بلوک



شکل ۳: مته گرد بر استفاده شده و نمونه‌ای از استوانه‌های بریده شده از بلوک استخوان مصنوعی توسط مته گرد بر (هسته مرکزی ساختار تثبیت)

که دلیل تلاش برای یافتن راهکاری جایگزین هستند. برخی از این مشکلات عبارتند از هزینه‌ی بالا، چرخش تاندون به دور پیچ و لهدیگی تاندون [۶]، واماندگی پیچ [۷]، محدود ساختن توانایی حرکتی فرد [۸]، پارگی تاندون و بیماری‌هایی مانند آلرژی.

بنابراین با توجه به ایراداتی که روش‌های گفته شده در بالا دارند و مشکلاتی که ممکن است برای بدن فرد بیمار ایجاد کنند، استفاده از روش تثبیت تاندون باشتی توصیه می‌شود، روشی که می‌تواند خیلی از معایب روش‌های قبل را برطرف کند. در این روش نیازی به کاشتن جسم خارجی‌ای در بدن بیمار وجود ندارد و از قسمتی از استخوان خود فرد برای تثبیت استفاده می‌شود. به همین دلیل هزینه‌ی انجام این عمل کاهش می‌یابد و هم‌چنین روند بهبود بیمار سریع‌تر می‌شود و جسم خارجی‌ای هم در بدن باقی نمی‌ماند که باعث ایجاد آلرژی شود [۹].

هدف این مقاله بررسی اثر تغییر شرایط دینامیکی جا زدن بلوک استخوانی در حفره‌ی ایجاد شده درون استخوان است. به صورتی که با کنترل کردن و ثابت نگه‌داشتن تمام پارامترهای فیزیکی و هندسی مدل‌های آزمایشگاهی، نمونه‌هایی با حالات دینامیکی جا زدن مختلف آماده شده‌اند و تحت نوعی بارگذاری دو مرحله‌ای قرار گرفته‌اند که در مرحله‌ی اول بارگذاری متناوب و در مرحله‌ی دوم بارگذاری کششی را روی نمونه‌ها اعمال می‌کند. در نهایت نتایج بدست آمده برای خواص مکانیکی مانند سفتی و استحکام حد نهایی نمونه‌ها با هم مقایسه می‌شوند و در مورد اثر تغییر شرایط دینامیکی جا زدن بلوک استخوانی بحث می‌شود.

روش‌شناسی و مواد

برای درست کردن نمونه‌های آزمایشگاهی به تعدادی تاندون با خواص نزدیک به خواص تاندون کتف انسان و استخوان مصنوعی برای تثبیت تاندون با خواص مشابه خواص استخوان کتف انسان نیاز است. در این تحقیق از تاندون دیجیتال به دست آمده از پای گاو که بلافاصله بعد از کشتار در شرایط مناسب آزمایشگاهی و دمای ۲۰- درجه سانتی‌گراد نگهداری شده و همچنین بلوک‌هایی از جنس پلی‌اورتان با چگالی ۲۴۰,۳ کیلوگرم بر متر مکعب (۱۵ پوند بر فوت مکعب) که خواص مکانیکی شبیه استخوان کتف انسان دارند به عنوان استخوان مصنوعی استفاده شده است.^۸

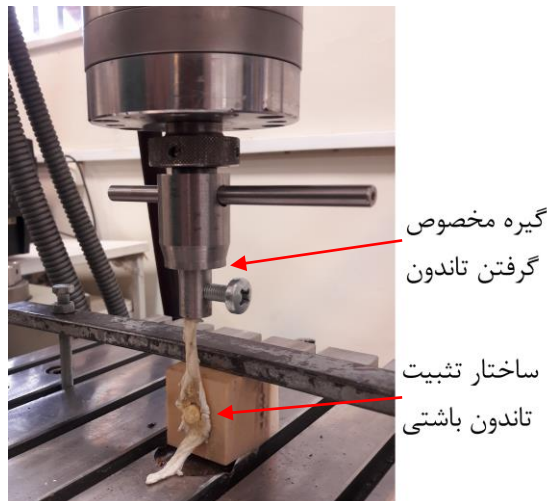
برای جلوگیری از تغییر خواص مکانیکی تاندون، هنگام انجام آزمایش، تاندون‌ها تا دمای اتاق گرم شده و در طول آزمایش مرطوب نگه‌داشته می‌شوند. در روش باشتی تاندون تا شده برای تثبیت استفاده می‌شود، بنابراین قطر تاندون‌ها به صورتی اندازه شده که قطر مقطع آن‌ها در حالت تا شده به حدود ۷ میلی‌متر برسد (شکل ۱) [۶]. به این صورت تعداد ۱۰ نمونه آزمایشگاهی تاندون برای استفاده دو ردیفه^۹ در بلوک‌های استخوان مصنوعی به ضخامت ۳۰ میلی‌متر،

^۷ Screw failure

^۸ Sawbones.com

^۹ Double strand

(شکل ۶). همچنین طی تحقیقاتی ثابت شده است که حالت بحرانی بارگذاری بر روی ساختار تثبیت برای استخوان کتف در شرایطی است که جهت اعمال بار کششی با راستای فرو رفتن استوانه در بلوک زاویه‌ی ۹۰ درجه بسازد و در واقع تنش برشی بر روی ساختار اعمال شود [۶].

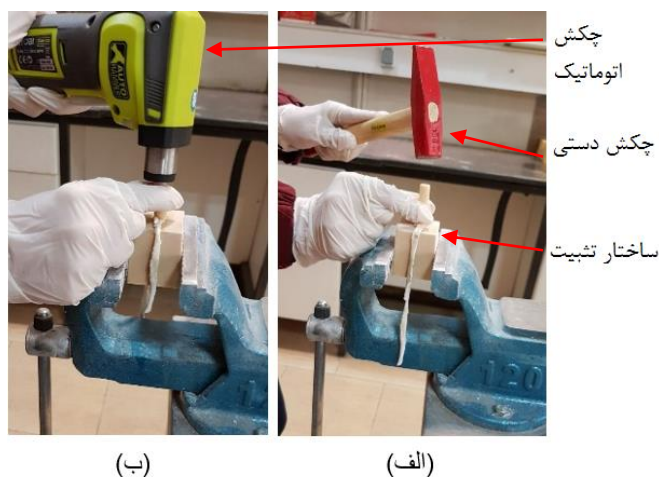


شکل ۶: نحوه‌ی بستن ساختار نمونه بر روی دستگاه کشش و گیره‌ی مخصوص بارگذاری برای شبیه سازی بارگذاری روی تاندون استخوان کتف

نحوه‌ی بارگذاری باید به گونه‌ای باشد که بتواند شرایط بعد از عمل جراحی را برای ساختار تثبیت تداعی کند. معمولاً در حرکات و تمرینات فیزیوتراپی بعد از عمل جراحی توصیه می‌شود نیرو زیادی به ناحیه‌ی عمل شده‌ی بیمار وارد نشود و صرفاً به انجام یک سری حرکات ساده و سبک رفت و برگشتی اکتفا شود. اما باید در نظر گرفت که احتمال وارد شدن بارهای ضربه‌ای و سنگین به بیمار وجود دارد.

بنابراین روی نمونه‌ها یک نوع بارگذاری دو مرحله‌ای اعمال می‌شود، به گونه‌ای که در مرحله‌ی اول، انتهای تاندون که به گیره متصل است به صورت دینامیکی و با تعداد ۱۰۰ تناوب بین مقادیر نیروی بیشینه و کمینه‌ی مناسب با سرعت ۵۰۰ میلی‌متر بر دقیقه کشیده می‌شود. نیروی کمینه باید به میزانی باشد که تاندون همواره تحت کشش باشد. برای نیروی بیشینه هم معمولاً نیرویی انتخاب می‌شود که از نصف مقدار میانگین نیروی واماندگی^۱ تثبیت در این نوع بارگذاری کمتر باشد و این مقدار میانگین برای این روش تثبیت حدوداً برابر با ۲۰۰ نیوتن می‌باشد [۱۱، ۱۰]. بنابراین برای نیروی کمینه و بیشینه اعمالی برای بارگذاری متناوب به ترتیب مقادیر ۱۰ و ۷۰ نیوتن انتخاب شده‌اند [۶]. به طور معمول در هفته اول بعد از عمل بیمار کتف خود را بیش از ۱۰۰ مرتبه باز و بسته نمی‌کند، بنابراین تعداد تناوب‌ها به عنوان عمر ساختار در بارگذاری پیشنهاد شده برای این آزمایشات ۱۰۰ عدد می‌باشد. همچنین برای جلوگیری از خشک شدن آب میان بافتی تاندون و عدم تغییر خواص آن در

هدف این مطالعه بررسی میزان حساسیت و وابستگی خواص مکانیکی ساختار آزمایشگاهی تثبیت تاندون باشتی به تغییرات شرایط دینامیکی جا زدن استوانه مرکزی داخل بلوک استخوان مصنوعی می‌باشد. به این منظور نمونه‌ها به دو گروه تقسیم شده‌اند. در گروه ۱ که شامل ۵ نمونه است استوانه‌های مرکزی به کمک چکش دستی و با فرکانس ضربه‌زدنی کنترل نشده و تصادفی درون بلوک جازده شده‌اند ولی نمونه‌های گروه ۲ که ۵ نمونه‌ی دیگر را شامل می‌شود به وسیله‌ی چکش اتوماتیک با فرکانس کنترل شده و ثابت ۳۸۰۰ ضربه در دقیقه تثبیت شده‌اند (شکل ۴). در نهایت تمام نمونه‌های هر دو گروه به دو روش توضیح داده شده ساخته و آماده‌ی انجام آزمایش برای تحقیق خواص مکانیکی تثبیت‌ها شدند (شکل ۵). هر کدام از نمونه‌ها از زمان آماده‌سازی تا زمان انجام آزمایش در محیطی با شرایط خنک و مرطوب نگهداری شدند تا تاندون‌ها دچار خشکی نشوند و خواص خود را حفظ کنند.



شکل ۴: نحوه‌ی جا زدن استوانه مرکزی و تاندون درون سوراخ تعبیه شده در بلوک استخوان مصنوعی با (الف) چکش دستی و (ب) چکش اتوماتیک



شکل ۵: یک نمونه‌ی آزمایشگاهی ساختار تثبیت آماده شده به روش باشتی

اعمال بار کششی روشی مرسوم برای بررسی خواص مکانیکی ساختار تثبیت‌ها در شرایط آزمایشگاهی است. برای اعمال بار کششی به نمونه‌ها باید یکی از سرهای آزاد تاندون را به نوعی گیره که مخصوص بارگذاری روی این نوع تثبیت ساخته شده است بست

¹ Failure load
۱۲-۱۰ اردیبهشت ۱۳۹۸، ISME2019

گروه ۱

تمام نمونه‌های این گروه به صورت تا شده و در بلوک‌های استخوان مصنوعی به ضخامت ۳۰ میلی‌متر، تونل‌هایی به قطر ۱۰ میلی‌متر و هسته‌های مرکزی استوانه‌ای شکل با طول ۲۰ میلی‌متر و قطر ۸,۳ میلی‌متر آماده شده‌اند. مشخصه‌ی مهم نمونه‌های این گروه این است که در تمام آن‌ها استوانه‌های مرکزی به وسیله‌ی چکش دستی و بدون کنترل کردن فرکانس ضربه زدن آماده شده‌اند. نتایج آزمایشات نمونه‌های این گروه در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱: نتایج آزمایشات نمونه‌های گروه ۱ (تمام نمونه‌ها مرحله بارگذاری متناوب را بدون ایجاد واماندگی در ساختار با پارگی تاندون پشت‌سر گذاشتند).

شماره نمونه	بیشینه نیروی کششی (N)	مود واماندگی	تغییر طول نهایی در بارگذاری متناوب (mm)	تغییر طول در اعمال بار بیشینه (mm)	سفتی معادل (N/mm)
۱	۲۸۶	تثبیت	۳,۷	۳۰,۳	۹,۴۴
۲	۲۱۳,۵	تاندون	۳,۶۵	۱۸,۸۵	۱۱,۳۳
۳	۲۳۸	تثبیت	۳,۲	۲۳,۷۵	۱۰,۰۲
۴	۲۶۵,۲	تثبیت	۴	۲۵,۶۳	۱۰,۳۵
۵	۱۷۱,۲	تثبیت	۷,۶	۳۳,۶	۵,۱۰

با توجه به اطلاعات موجود در جدول ۱ این موضوع مشهود است که تقریباً همه‌ی نمونه‌های این گروه به دلیل لغزش تاندون و هسته مرکزی و بیرون آمدن آن‌ها از ساختار به واماندگی و تسلیم می‌رسند. تنها در یک نمونه ساختار به دلیل پارگی تاندون از ادامه‌ی کار بازمانده است و می‌توان نتیجه گرفت که در حین جا زدن بلوک، بافت‌های تاندون این نمونه آسیب دیده‌اند (شکل‌های ۷ و ۸). در مجموع نتایج نشان دهنده‌ی تکرارپذیری آزمایش و نتایج آن است. به جز نمونه‌ی ۵ بقیه‌ی نمونه‌ها بیشینه نیروی کششی بالایی دارند و همین‌طور در مورد کرنش نهایی در بارگذاری متناوب و سفتی به جز نمونه‌ی ۵ بقیه‌ی نمونه‌ها دارای مقادیر قابل قبولی هستند. زیرا اگر در حین بارگذاری متناوب تغییر طول دائمی تاندون از حدود ۵ میلی‌متر بیشتر شود، تاندون با این که هنوز پاره نشده است ولی در واقع توانایی و قدرت تحمل بار خود را از دست داده‌است. پس در واقع می‌توان گفت که داده‌های نمونه‌ی شماره‌ی ۵ داده‌های پرت این گروه هستند.

گروه ۲

نمونه‌های این گروه دارای پارامترهای هندسی و فیزیکی مشابه نمونه‌های گروه ۱ هستند و تنها تفاوت آن‌ها این است که در اعضای این گروه، شرایط دینامیکی جا زدن استوانه‌ی مرکزی در بلوک به وسیله‌ی

حین اعمال بارگذاری کمی آب به ساختار اسپری می‌شود تا محیط انجام آزمایش مرطوب بماند. در انتها سیستم برای نمونه‌هایی که مرحله‌ی بارگذاری متناوب را بدون واماندگی تثبیت و یا پارگی تاندون پشت‌سر گذاشتند، با مقایسه‌ی موقعیت دستگاه قبل از شروع بارگذاری و در انتهای آن میزان تغییر شکل و افزایش طول دائمی که در تاندون‌ها ایجاد شده است را اندازه‌گیری و ثبت می‌کند.

در مرحله‌ی دوم بارگذاری، نمونه‌هایی که مرحله اول را بدون رسیدن به واماندگی پشت‌سر گذاشته‌اند بلافاصله توسط دستگاه با همان سرعت مرحله قبل تا جایی که استوانه از ساختار بیرون بیاید و یا تاندون پاره شود کشیده می‌شوند. در واقع هدف این نوبت بارگذاری رساندن ساختار به حد تسلیم نهایی است و با اطلاعات بدست آمده در این مرحله می‌توان تاثیر خستگی ناشی از بارگذاری متناوب در استحکام نهایی ساختار تثبیت و تاندون را تحقیق کرد. در نهایت خروجی‌های سیستم کنترل بارگذاری شامل مواردی است مانند: بیشینه نیروی کششی تحمل شده^۱، مود واماندگی^۲، تغییر طول دائمی در بارگذاری متناوب^۳، تغییر طول هنگام اعمال بار بیشینه و سفتی معادل. توجه شود که در این تحقیق سفتی معادل به صورت حاصل تقسیم مقدار بیشینه نیروی کششی تحمل شده توسط ساختار تثبیت بر تغییر طول در هنگام اعمال بار بیشینه تعریف شده‌است.

نتایج و بحث

تمام نمونه‌های آماده شده هر دو گروه طبق شرایط کنترل شده‌ی توضیح داده شده در قسمت‌های قبل مورد آزمایش با بارگذاری دو مرحله‌ای مورد نظر قرار گرفتند. همانطور که گفته شد تنها تفاوت نمونه‌های دو گروه در شرایط دینامیکی جا زدن استوانه‌های مرکزی ساختار به درون سوراخ تعبیه شده در درون بلوک‌های استخوان مصنوعی بود که در گروه ۱ با چکش دستی با فرکانس کنترل نشده و در گروه ۲ به وسیله‌ی چکش اتوماتیک با فرکانس ضربه زدن ثابت ۳۸۰۰ ضربه در دقیقه انجام شد. هدف نهایی این آزمایش‌ها بررسی اثر تغییر این شرایط در خواص مکانیکی ساختار از جمله استحکام نهایی و مقاومت در برابر بارگذاری متناوب و خستگی در آن‌ها بود.

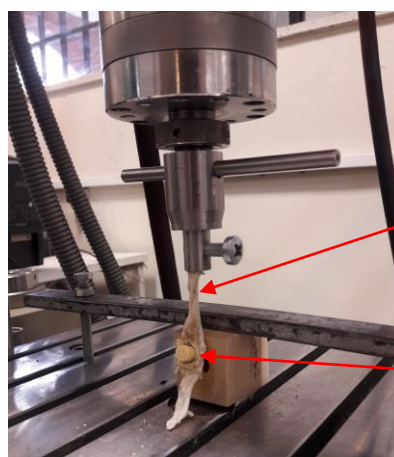
طبق نتایج بدست آمده، تمام نمونه‌های هر دو گروه با موفقیت مرحله‌ی بارگذاری دینامیکی با تعداد ۱۰۰ تناوب را پشت‌سر گذاشتند. پس می‌توان نتیجه گرفت که تغییر شرایط جا زدن هسته مرکزی این نوع تثبیت تأثیری روی رفتار و استحکام این ساختار در مقابل بارگذاری دینامیکی با این تعداد تناوب ندارد و به نظر می‌رسد که این روش جوابگوی این نوع بارگذاری می‌باشد.

در مقایسه با نتایج مرحله اول بارگذاری، نتایج مرحله دوم در دو گروه با هم تفاوت قابل توجهی را به ثبت رساند. در ادامه به صورت جداگانه نتایج هر گروه ارائه شده و در نهایت با یکدیگر مقایسه می‌شوند.

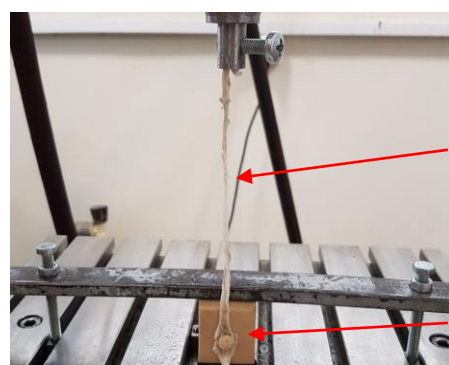
¹ Maximum tensile load
¹ Failure mode
¹ Cyclic displacement

بنابراین با مقایسه‌ی خواص مکانیکی به‌دست آمده از دو گروه می‌توان نتیجه گرفت که تغییر شرایط جا زدن استوانه مرکزی داخل سوراخ تعبیه شده درون بلوک استخوان مصنوعی در خواص مکانیکی ساختار تثبیت تاثیرگذار است و با مطالعه‌ی بیشتر روی این قضیه می‌توان به نتایج بهینه‌ای در زمینه‌ی استحکام ساختار تثبیت باشتی رسید.

در این آزمایشات احتمال وجود خطاهای تصادفی وجود دارد که باعث می‌شوند از دقت نتایج آزمایشات کاسته شود. همچنین ممکن است خطاهای سیستماتیکی مانند خطای اندازه‌گیری دستگاه کشش وجود داشته باشند که به منظور کاهش اثر این خطا سیستم اندازه‌گیری دستگاه قبل از انجام آزمایشات کالیبره شده است. استفاده از بلوک‌های استخوان مصنوعی به جای استخوان کتف انسان و استفاده از تاندون دیجیتالی گاو به جای تاندون انسان نیز ممکن است در نتیجه آزمایشات تاثیر گذار باشند.



شکل ۷: یکی از نمونه‌ها که دچار واماندگی از ناحیه‌ی تثبیت شده است.



شکل ۸: یکی از نمونه‌ها که به علت اعمال بار کششی دچار پارگی تاندون شده است ولی ساختار تثبیت آن هنوز به طور کامل دچار لغزش نشده است.

جمع‌بندی

در این تحقیق تلاش بر این بود که تاثیر تغییرات شرایط جا زدن استوانه‌ی مرکزی ساختار تثبیت تاندون باشتی در خواص مکانیکی آن مانند استحکام و سفتی در حالت بارگذاری مشابه بارگذاری روی تاندون کتف انسان بررسی شود. به این منظور در شرایط آزمایشگاهی و به وسیله‌ی بلوک‌های استخوان مصنوعی و تاندون‌های دیجیتالی

چکش اتوماتیک با فرکانس ثابت و کنترل شده‌ی ۳۶۰۰ ضربه در دقیقه انجام شده‌است. نتایج آزمایشات مربوط به نمونه‌های گروه ۲ در جدول ۲ آمده است.

در این گروه مشاهده می‌شود که درصد بیشتری از آزمایشات (نسبت به گروه ۱) به دلیل پاره شدن تاندون متوقف شده‌اند. همچنین مشاهده می‌شود که نمونه‌های شماره ۱ و ۲ این گروه دارای کرنش نهایی در بارگذاری متناوب و بنابراین سفتی مطلوبی نیستند که نشان دهنده‌ی این است که احتمالاً تاندون‌های استفاده شده در این دو نمونه نیز در حین جا زدن بلوک آسیب دیده‌اند و این دو داده را می‌توان داده‌های پرت این گروه در نظر گرفت. با توجه به اطلاعات جداول ۱ و ۲ می‌توان گفت به طور میانگین نمونه‌های گروه ۱ توانایی تحمل بار کششی 235 ± 39.4 نیوتن و سفتی معادل 9.25 ± 1.12 نیوتن بر میلی‌متر را داشته‌اند (سطح اطمینان ۹۵ درصد). در حالی که نمونه‌های گروه ۲ تنها توانایی تحمل بار کششی میانگین 163 ± 54.5 نیوتن و سفتی میانگین 8.46 ± 4.9 نیوتن بر میلی‌متر را از خود نشان دادند (سطح اطمینان ۹۵ درصد).

جدول ۲: نتایج آزمایشات نمونه‌های گروه ۲ (تمام نمونه‌ها مرحله بارگذاری متناوب را بدون ایجاد واماندگی ساختار و یا پارگی تاندون پشت‌سر گذاشتند).

شماره نمونه مورد آزمایش	بیشینه نیروی کششی (N)	مود واماندگی	تغییر طول نهایی در بارگذاری متناوب (mm)	تغییر طول در اعمال بار بیشینه (mm)	سفتی معادل (N/mm)
۱	۹۹,۸	تثبیت	۹,۵	۳۴,۴۵	۲,۹۰
۲	۱۲۶	تاندون	۵,۹۵	۲۴	۵,۲۵
۳	۲۶۳,۲	تثبیت	۲,۸	۱۵,۹	۱۶,۵۵
۴	۱۵۶,۴	تاندون	۳,۴	۱۳,۲۵	۱۱,۸۰
۵	۱۷۰,۲	تثبیت	۴,۲	۱۹,۳۶	۵,۷۹

با توجه به داده‌های بدست آمده به کمک آزمایشات، باید تحلیل کرد که آیا اختلاف موجود در اعداد بدست آمده برای نمونه‌های دو گروه معنی دار است یا خیر. تحلیل واریانس تک عامله حاکی از آن است که با اطمینان ۹۳ درصد می‌توان نظر قطعی داد که تغییر شرایط جا زدن بلوک در بیشینه نیروی کششی که ساختار تا رسیدن به واماندگی تحمل می‌کند اثر دارد و در واقع این اختلاف بسیار معنی دار است. این عدد برای تغییر طول نهایی در بارگذاری متناوب، تغییر طول در اعمال بار بیشینه و سفتی معادل به ترتیب تقریباً برابر است با ۴۰ درصد، ۷۰ درصد و ۲۲ درصد. این اعداد نشان دهنده‌ی این موضوع هستند که این تغییر شرایط دینامیکی بیشترین تاثیر را بر روی بیشینه نیروی کششی تحمل شده توسط ساختار و تغییر طول در اعمال بار بیشینه دارد و تاثیر آن بر روی پارامترهای خروجی دیگر کمتر است ولی ناچیز نیست.

- [2] M. Ozalay *et al.*, "Mechanical strength of four different biceps tenodesis techniques," *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 21, no. 8, pp. 992–998, 2005.
- [3] A. D. Mazzocca, K. J. Burton, A. A. Romeo, S. Santangelo, D. A. Adams, and R. A. Arciero, "Biomechanical evaluation of 4 techniques of distal biceps brachii tendon repair," *Am. J. Sports Med.*, vol. 35, no. 2, pp. 252–258, 2007.
- [4] C. K. Hong, K. L. Hsu, F. C. Kuan, C. L. Lin, M. L. Yeh, and W. R. Su, "Biomechanical Evaluation of a Transtendinous All-Suture Anchor Technique Versus Interference Screw Technique for Supratoral Biceps Tenodesis in a Cadaveric Model," *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 34, no. 6, pp. 1755–1761, 2018.
- [5] W. M. De Oliveira *et al.*, "Perinatal exposure to fluoxetine via placenta and lactation inhibits the testicular development in male rat offspring," *Syst. Biol. Reprod. Med.*, vol. 59, no. 5, pp. 244–250, 2013.
- [6] A. Saithna, M. Chizari, G. Morris, C. Anley, B. Wang, and M. Snow, "An analysis of the biomechanics of interference screw fixation and sheathed devices for biceps tenodesis," *Clin. Biomech.*, vol. 30, no. 6, pp. 551–557, 2015.
- [7] E. Ko, O. Hapa, and E. Bozdog, "Biceps tenodesis with interference screw : cyclic testing of different techniques," pp. 1779–1784, 2010.
- [8] M. T. Hirschmann, T. Adler, H. Rasch, R. W. Hügli, N. F. Friederich, and M. P. Arnold, "Painful knee joint after ACL reconstruction using biodegradable interference screws- SPECT/CT a valuable diagnostic tool? A case report," *BMC Sports Sci. Med. Rehabil.*, vol. 2, no. 1, p. 24, 2010.
- [9] K. Bashti, M. N. Tahmasebi, H. Kaseb, F. Farahmand, M. Akbar, and A. Mobini, "Biomechanical Comparison Between Bashti Bone Plug Technique and Biodegradable Screw for Fixation of Grafts in Ligament surgery," *Arch. Bone Jt. Surg.*, vol. 3, no. 1, pp. 29–34, 2015.
- [10] A. D. Mazzocca, J. Bicos, S. Santangelo, A. A. Romeo, and R. A. Arciero, "The biomechanical evaluation of four fixation techniques for proximal biceps tenodesis," *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 21, no. 11, pp. 1296–1306, 2005.
- [11] M. Kusma, M. Dienst, J. Eckert, O. Steimer, and D. Kohn, "Tenodesis of the long head of biceps brachii: Cyclic testing of five methods of fixation in a porcine model," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 17, no. 6, pp. 967–973, 2008.

گاوی، نمونه‌هایی مشابه شرایط تثبیت باشتی در بدن انسان با رعایت تمام نکات مهم برای نزدیکی به شرایط واقعی آماده شد. این نمونه‌ها در دو گروه قرار گرفتند که از جهات مختلف در وضعیتی مشابه بودند به جز روش جا زدن استوانه‌ای مرکزی درون سوراخ ایجاد شده در بلوک استخوان مصنوعی که در گروه اول این کار به کمک چکش دستی با فرکانس کنترل نشده‌ای انجام شد ولی در گروه دوم عملیات جا زدن استوانه به وسیله چکش اتوماتیک و با فرکانس کنترل شده و ثابت ۳۶۰۰ ضربه در دقیقه صورت گرفت.

نمونه‌های هر دو گروه تحت یک نوع بارگذاری دو مرحله‌ای قرار گرفتند که مرحله اول آن به صورت متناوب و مرحله‌ی دوم بلافاصله بعد از اتمام مرحله اول به صورت کششی محض تا تسلیم و واماندگی انجام می‌شد.

هر دو گروه مرحله‌ی بارگذاری متناوب را با موفقیت پشت‌سر گذاشتند ولی در مرحله‌ی دوم از نتایج حاصله به نظر می‌رسید که خواص مکانیکی نمونه‌های گروه ۱ که با چکش دستی جا زده شده بودند بهتر از گروه ۲ می‌باشد. پس می‌توان نتیجه گرفت که تغییر شدت ضربه‌زدن برای جا زدن استوانه مرکزی در روش باشتی باعث ایجاد تغییراتی در خواص مکانیکی ساختار تثبیت می‌شود. در مطالعات آینده می‌توان با تغییر دادن کنترل شده‌ی شدت جا زدن استوانه به تاثیر دقیق آن بر روی خواص مکانیکی ساختار پی‌برد و اقدام به بهینه‌سازی آن کرد. هم‌چنین می‌توان در راستای نزدیک‌تر شدن به واقعیت یک قدم پیش‌رفت و از استخوان‌های حیوانی و انسانی برای شبیه‌سازی ساختار تثبیت به جای بلوک‌های استخوان مصنوعی استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان صمیمانه از آقای راجان ژانی و خانم هانا کومشان بابت کمک آن‌ها در بخش تجربی مطالعات تشکر و قدردانی می‌کنند. و تشکر ویژه از دکتر آدرین بالدیت از دانشگاه ENIM فرانسه، به علت پشتیبانی ایشان که این پژوهش را ممکن ساخت. نویسندگان هم‌چنین از دکتر بین وانگ از دانشگاه بروئل لندن بابت فراهم کردن امکانات و محیط مساعد انجام پژوهش‌ها که منجر به موفقیت این مطالعه شد، قدردانی می‌کنند.

مراجع و منابع

- [1] D. P. Richards and S. S. Burkhart, "A biomechanical analysis of two biceps tenodesis fixation techniques," *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 21, no. 7, pp. 861–866, 2005.